

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE
OPTIMALEN ABMESSUNGEN VON HERZKLAPPEN-PROTHESEN
NACH DEM PRINZIP DES KUGELVENTILES

Kurt Wirth

1974



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551925_0018

Aus der Chirurgischen Klinik der Ludwig-
Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. Heberer

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE
OPTIMALEN ABMESSUNGEN VON HERZKLAPPEN-PROTHESEN
NACH DEM PRINZIP DES KUGELVENTILES

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten
Medizin

verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Kurt Wirth

aus

8901 Stätzling-St. Anton
Reichenbergerstr. 18



Berichterstatter: Prof. Dr. Wolfgang Seidel

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Heberer

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 9.7.1974

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Einleitung	1
II. Arbeitshypothesen	4
a) Beeinträchtigung der strömungs- technischen Eigenschaften	4
b) Funktionsbeeinträchtigung	4
c) Eigenheiten des Ventiles	4
d) Variations-Möglichkeiten	4
e) Strömungsdynamische Auswirkung	5
f) Bezugspunkt	5
III. Theoretische Grundlagen	5
IV. Methoden der empirischen Strömungsmessung	
A. Klappenmodell	13
B. Gleichförmiger Vorwärtsfluß	14
C. Pulsierender Vorwärtsfluß	16
D. Insuffizienzmessung	18

V. Ergebnisse

A. Gleichförmiger Vorwärtsfluß	21
B. Pulsierender Fluß	26
C. Insuffizienz	29

VI. Diskussion	33
----------------------	----

VII. Zusammenfassung

1. Einfluß der Variation	41
2. In-vitro-Testung	41
3. Pulsierender Fluß	41
4. Rückstrom	42
5. Optimale Abmessungen	42
6. Beziehungen äußere Klappenöffnung zu innerer Klappenöffnung	42

VIII. Literaturverzeichnis	43
----------------------------------	----

I. EINLEITUNG

Die bisher bekannten Herzklappenprothesen können mit wenigen Ausnahmen in flexible und starre Konstruktionstypen eingeteilt werden.

Die Vorteile der flexiblen, den natürlichen Herzklappen weitgehend nachgebildeten Prothesen liegen in der Möglichkeit einer anatomiegerechten Fixierung, einer gewissen Anpassung an die Bewegungen des umliegenden Gewebes und in der relativ geringen Größe der Gesamtkonstruktion.

Ihre Verwendung, insbesondere anstelle der mechanisch außerordentlich stark beanspruchten Mitralklappe, scheiterte an der Bedingungskombination großer Flexibilität einerseits und großer Zugfestigkeit andererseits.

Dieses Konstruktionsproblem konnte bis heute nicht zufriedenstellend gelöst werden.

Die zweite Gruppe ist vorwiegend starr konstruiert. Solchen Prothesen, wie etwa der Konstruktion nach dem Falldür-Prinzip, haftet aber in den notwendigen Scharnieren oder Gelenken ein großer Nachteil an. Ob sie auf die Dauer den beträchtlichen mechanischen Ansprüchen gewachsen sein werden, erscheint fraglich.

Klinische Bedeutung hat vorwiegend die Kugelklappe erlangt. Sie wird heute bei der prothe-

tischen Korrektur von Herzklappenfehlern besonders häufig verwandt. Sie ist einfach gebaut; die verwendeten Materialien werden zweckmäßig und geringfügig belastet. Immerhin sind ihre strömungstechnischen, hämodynamischen Eigenschaften nicht so ideal.

Abgesehen davon, daß der Kugelsitz einen relativ großen Raum einnimmt, hat der verhältnismäßig sehr breite Kugelsitz eine nicht unerhebliche Einengung der nach Resektion der erkrankten Klappensegel verbleibenden Öffnung zur Folge. Darüberhinaus steht der aus dem Durchmesser der verbleibenden Öffnungsfläche der Kugelklappe kalkulierte Öffnungsquerschnitt wegen Wirbelbildungen und sonstiger Behinderungen des Blutstromes durch die Klappe nur zu ca. 83 % bis 89 % als effektive Durchflußöffnung zur Verfügung (KEZDE). Bei Deckelklappen scheint der Durchflußwiderstand geringer als bei den Kugelklappen zu sein (CRUZ). Entsprechend wurde nach der Implantation von Kugelklappen beim Menschen zum Teil eine leichte Stenosierung, die sich gewöhnlich nur bei Belastung bemerkbar machte, mit Hilfe des Herzkatheters gemessen (BRAUNWALD, MORROW, KEZDI). Andererseits wurde von einigen Autoren bemängelt, daß sich die Kugel nicht nur bei der Öffnung, sondern auch beim Schluß der Klappe

relativ langsam bewege.

Hierauf wurde eine gewisse Insuffizienzkomponente zu Beginn der Systole im Falle einer Mitralklappenprothese gefolgert (HARKEN, KEZDI), ohne daß dieselbe bislang röntgenologisch darstellbar war.

Darüberhinaus ist zu erwarten, daß diese Trägheit der Kugelbewegung bei hohen Frequenzen, z.B. also nach Implantation der Klappe bei Kindern (HUGES), zu Schwierigkeiten führen könnte. Objektive Daten darüber liegen jedoch noch nicht vor.

Die während der Durchströmungszeit des Kugelventiles auftretenden Wirbelbildungen könnten, z.B. bei Verwendung der Klappe als Mitralprothese, die Füllung des linken Ventrikels derart verlangsamen, daß im Falle einer hinzutretenden Aorteninsuffizienz die Auswurfleistung ernstlich vermindert würde. Schließlich wurde befürchtet, daß diese Wirbelbildungen zu einer vermehrten Hämolyse führen könnten (REED).

Aus diesen Gründen wird im folgenden der Versuch gemacht werden, anhand empirischer und experimenteller Untersuchungen sowie theoretischer Überlegungen die optimale Dimensionierung von Herzklappenprothesen nach dem Prinzip des Kugelventiles zu ermitteln. Gemäß Auskünften von Dozenten der Technischen Hochschule München und anderer Fachleute der Technik liegen eingehende Regeln oder

gar Grundgesetze für die optimale Dimensionierung von Kugelventilen, durch die das Problem hätte gelöst werden können, im technischen Schrifttum nicht vor.

II. ARBEITSHYPOTHESEN

- a) Die Beeinflussung der strömungstechnischen Eigenschaften des Kugelventiles kann zustande kommen entweder durch eine Behinderung des Durchflusses (Stenosierung) oder durch einen auftretenden Rückfluß (Insuffizienz).
- b) Die Funktionsbeeinträchtigung des Ventiles kann entweder durch die Konstruktion und die Größenverhältnisse der einzelnen Bauteile selbst oder durch an diesen entstehende Wirbelbildungen bedingt sein.
- c) Die Eigenheiten des Ventiles können durch die Besonderheiten der Herzaktion verstärkt oder vermindert sein.
- d) Abgesehen von geringfügigen strömungsdynamisch bedingten Änderungen der Profilierung kann an den vorliegenden Kugelventilen bei gegebenem Gesamt- und Öffnungs-Durchmesser variiert werden:

- 1) Die Länge des Kugelkäfigs und damit der Kugelweg
 - 2) Das Verhältnis von Kugeldurchmesser zu Öffnungsdurchmesser.
- e) Die strömungsdynamische Auswirkung der Variation dieser Abmessungen wird im Durchströmungsversuch in vitro empirisch ermittelt.
- f) Als Bezugspunkt für die Länge des Kugelweges wird bei allen relativen Berechnungen die Stellung der Kugel angenommen, bei der die innere Öffnungsfläche des Kugelventiles, die durch die Mantelfläche des Kegelstumpfes gebildet wird, gleich der eigentlichen Klappenöffnungsfläche am Fixierungsring an der Basis des Ventiles ist (Flächengleichheit). Die wichtigsten Beziehungen dieser Größen werden rechnerisch festgelegt.

III. Theoretische Grundlagen

Die nachstehende Abbildung zeigt den Aufriß des schematisierten Kugelventiles, wobei die in der folgenden Berechnung gebrauchten Parameter eingeführt und definiert werden.

Als weiterer Parameter wird der Kugelweg T eingeführt. Das ist der Weg der Kugel, den sie vom Fixierungsring bei geschlossenem Ventil bis zur

Spitze des Kfigdaches bei maximal geöffnitem Ventil zurücklegt.

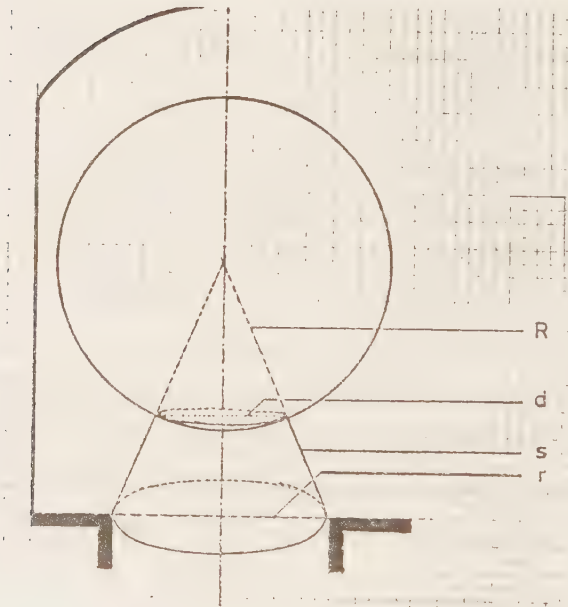


Abbildung 1:

R = Radius der Kugel

r = Radius der äußeren Öffnungsfläche F_0 an der Basis des Ventiles

s = Seitenlänge des Kegelstumpfes, dessen Mantelfläche den nach der äußeren Öffnungsfläche engsten zu passierenden Querschnitt darstellt. Diese Mantelfläche wird im folgenden als

Innere Öffnungsfläche F_m des Ventiles
bezeichnet.

d = Deckflächenradius des oben beschriebenen
Kegelstumpfes.

Für die i n n e r e Klappneöffnung F_m gilt
die Formel:

$$I.) \quad F_m = \pi \cdot s (d + r)$$

In dieser Gleichung sind die Parameter d und s
enthalten, die nicht unmittelbar gemessen werden
können. Sie werden eliminiert.

Für den Deckflächenradius d gilt die Beziehung:

$$II.) \quad d = \frac{r \cdot R}{R + s}$$

Dieser Ausdruck, in die Gleichung I eingesetzt,
ergibt:

$$III.) \quad F_m = \pi \cdot s \left(\frac{r \cdot R}{R + s} + r \right)$$

Hier ist noch die Seitenlänge s des Kegelstumpfes
enthalten, die ebenfalls durch eine andere Beziehung
ausgedrückt werden kann und damit eliminiert wird.

Für s gilt:

$$IV.) \quad s = \sqrt{r^2 + (R + r)^2} - R$$

Wird dieser Ausdruck in Gleichung III eingesetzt, erhält man:

$$V.) \quad F_m = \pi \cdot r \sqrt{r^2 + (T + \sqrt{R^2 - r^2})^2} - \frac{R^2}{\sqrt{r^2 + (T + \sqrt{R^2 - r^2})^2}}$$

Damit ist eine rechnerische Beziehung hergestellt zwischen der inneren Klappenöffnung F_m und leicht meßbaren Parametern, nämlich dem Kugelradius R , dem Radius r der äußeren Klappenöffnung und dem Kugelweg T .

Die Überlegung, daß bei Übereinstimmung der äußeren und inneren Klappenöffnung eventuell ein Optimum an Durchfluß erreicht ist, läßt es zweckmäßig erscheinen, eine rechnerische Beziehung für den Kugelweg herzustellen, der zur Flächengleichheit führt.

Nach Umformung der Gleichung V erhält man:

$$VI.) \quad T_{F_0} = F_m \sqrt{r^2 + \sqrt{R^2 + \frac{r^2}{4}} - \frac{r^2}{2}} - \sqrt{R^2 - r^2}$$

Eine weitere Vereinfachung ist dadurch zu erzielen, daß anstelle der absoluten Werte für den Kugelradius und den Radius des äußeren Klappenradius deren Quotient $\frac{R}{r} = f$ eingesetzt wird.

Für den Kugelweg bei Flächengleichheit gilt dann die Gleichung :

$$VII.) \quad T_{F_0} = F_m = r \sqrt{(f^2 + \sqrt{f^2 + \frac{1}{4}} - \frac{1}{2}} - \sqrt{f^2 - 1})$$

Die folgenden Abbildungen sollen die errechneten Beziehungen grafisch darstellen.

Abbildung 1 a zeigt den Zusammenhang zwischen dem Kugelweg T und der Mantelfläche des Kegelstumpfes zwischen Klappenring und Kugel, die der inneren Klappenöffnung entspricht, für die Quotienten 1,0, 1,2, 1,4 und 2,0. Man sieht, daß bei konstantem Kugelweg die innere Klappenöffnung mit dem Quotienten aus Kugel und Klappenöffnungsradius zunimmt; das heißt, je größer der Quotient, desto kürzer muß der Kugelweg sein, um eine gegebene innere Öffnungsfläche zu erzielen.

Abbildung 1 a zeigt den Zusammenhang zwischen dem Kugelweg T und der Mantelfläche des Kegelstumpfes zwischen Klappenring und Kugel, die der inneren Klappenöffnung entspricht, für die Quotienten 1,0, 1,2, 1,4 und 2,0. Man sieht, daß bei konstantem Kugelweg die innere Klappenöffnung mit dem Quotienten aus Kugel und Klappenöffnungsradius zunimmt; das heißt, je größer der Quotient, desto kürzer muß der Kugelweg sein, um eine gegebene innere Öffnungsfläche zu erzielen.

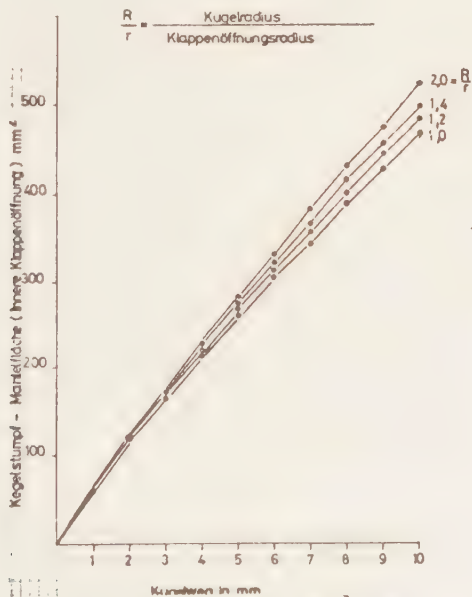


Abbildung 1 a

Abbildung 1 b zeigt die geometrischen Beziehungen zwischen dem Deckflächenradius d (Abbildung 1), sowie der Seitenlänge s des Kegelstumpfes und den Parametern R , r und T . Gleichung II. und IV.

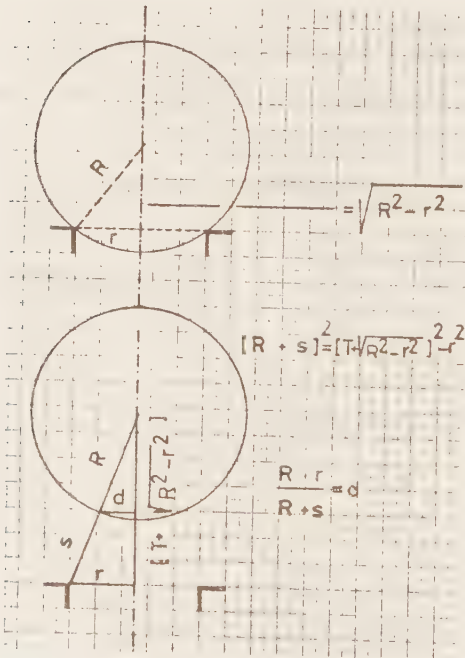


Abbildung 1 b

Abbildung 1 c veranschaulicht die in Gleichung VII enthaltene Gesetzmäßigkeit.

Die Quotienten 1,0 und 2,0 sind Extremwerte, die keine praktische Bedeutung haben. Es ist jedoch ersichtlich, daß mit steigendem Quotienten $\frac{R}{r}$ der Kugelweg, der zur Flächengleichheit führt, geringer wird.

Würde man den Kugelradius bis ins Unendliche steigern, käme man auf das bezüglich der Abmessungen optimale Plattenventil.

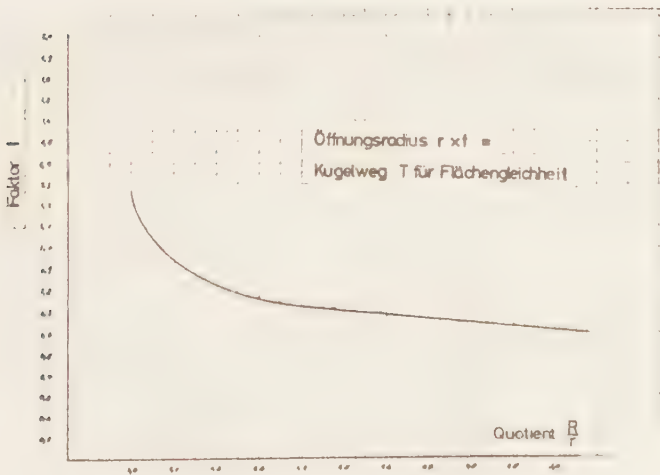


Abbildung 1 c

Die folgende Tabelle gibt die Daten der von uns im Versuch getesteten Kugelventile wieder.

	Äußere Klappenöffnung F_0	Kugelradius R	Äußerer Klappenöffnungsradius r	Quotient $\frac{r}{R}$	Kugelweg T für Flächengleichheit
Ventil a	113 mm ²	10,75 mm	6,00 mm	1,79	3,9 mm
Ventil b	143 mm ²	10,75 mm	6,75 mm	1,59	4,7 mm
Ventil c	177 mm ²	10,75 mm	7,50 mm	1,43	5,4 mm
Ventil d	223 mm ²	10,75 mm	8,50 mm	1,27	6,3 mm

Die Abbildung 1 d stellt die Abhängigkeit der inneren Öffnungsfläche F_m vom Kugelweg T dar. (Gleichung V.). Es sind die vier getesteten Ventile a, b, c und d berechnet.

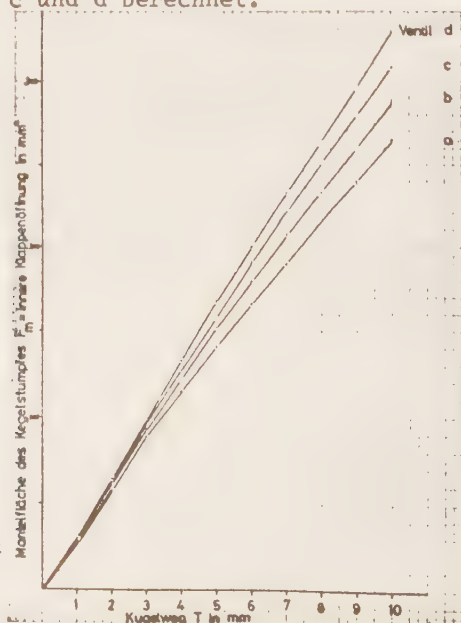


Abbildung 1 d

IV. Methoden der empirischen Strömungsmessung

A. Klappenmodell

Bei den vorliegenden Messungen wurden Kugelventile verwendet, die einen spitzwinkelig scharfen Kugelsitz und runde, verhältnismäßig dünne Käfigstützen besaßen. Am Scheitelpunkt der vier, den übermäßig langen Käfig bildenden Stützen war eine Rändelschraube angebracht, die eine beliebige Variation der Kugelexkursionen gestattete. Die Kugeln waren aus Silikonkautschuk und hatten einen Durchmesser von jeweils 21,5 mm. Als Kugelsitz wurden gewöhnlich vier verschiedene Öffnungsgrößen bei genau gleichen Dimensionen des Käfigs verwendet.

Abbildung 2 zeigt eine der im Versuch verwendeten Kugelklappen. Die Rändelschraube an der Spitze des Kugelkäfigs ermöglicht eine Variation des Kugelweges.

Die Abmessungen des Käfigs waren bei allen Ventilen gleich, die äußere Klappenöffnung hatte einen Radius von 6,0 mm, 6,75 mm und 8,5 mm.

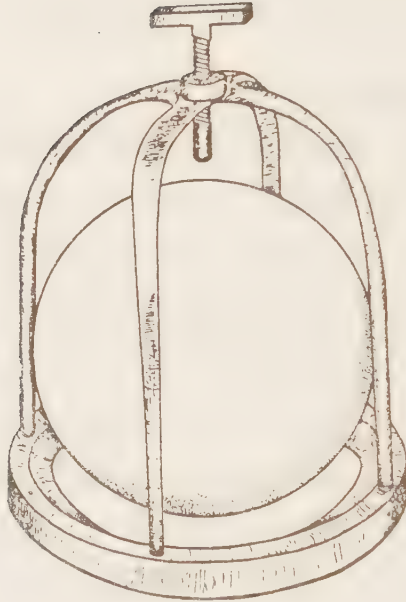


Abbildung 2

B. Gleichförmiger Vorwärtsfluß

Aus einem 10-Liter fassenden Vorratsgefäß, das nach Art einer MARIOTTschen Flasche konstruiert war, wurde über eine weite Schlauchleitung unter variierbaren, aber gleichförmigen Druckverhältnissen Leitungswasser durch das Ventil geleitet und in Ventilhöhe in ein Vorratsgefäß entleert. Der Durchfluß wurde mit Meßzylinder

und Stoppuhr bestimmt. Darüberhinaus wurde der freie Vorwärtsfluß aus Kurven für den pulsierenden Fluß zur Kontrolle planimetrisch bestimmt.

Die nachstehende Abbildung 3 zeigt die Versuchsanordnung für den gleichförmigen Vorwärtsfluß. An dem Vorratsgefäß M wird unter variierbarem, jedoch während des Versuchs jeweils konstantem Druck Wasser durch das Ventil (T). Die Durchflußmenge wird in einem Meßzylinder aufgefangen, die Durchflußzeit mit der Stoppuhr bestimmt.

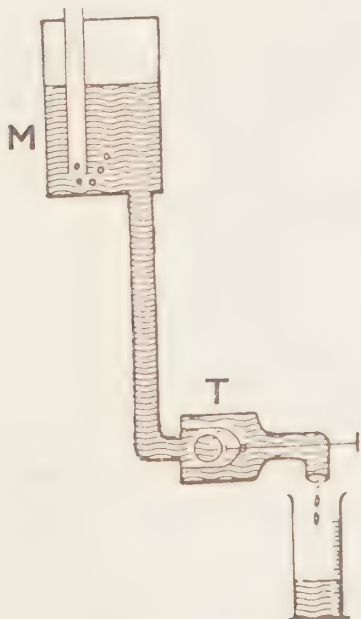


Abbildung 3

C. Pulsierender Vorwärtsfluß

Aus einem weiten Vorratsgefäß wird über eine großlumige, elastische Leitung, in die der Meßkopf eines elektromagnetischen Flow-Meters eingebaut ist, die Durchströmungsflüssigkeit (physiologische Kochsalzlösung) durch das Testventil geleitet. Dieses als sogenannte Atrioventrikularklappe dienende Ventil ist vor einen im Nebenschluß liegenden Druckbehälter (Ventrikel) montiert. Dieser gut 5 cm weiten Druckkammer wird von oben über ein elektromagnetisches Dreizege-Ventil Druckluft zugeführt oder abgelassen. Durch die hierdurch rhythmisch erzeugten Druckanstiege wird sowohl die Atrioventrikularklappe geschlossen, als auch die weiter distal im Stromkreis eingebaute Aortenklappe geöffnet. Die Flüssigkeit wird über ein Überlaufgefäß zurückgeleitet. Ein elektrischer Impulsgeber ermöglicht die Variation der Frequenz der einzelnen Druckanstiege und der Durchströmungsdauer des Testventiles. Die Höhe der Druckschwankungen wurde durch ein Reduzierventil gesteuert. Die Höhe des sogenannten Vorhofdruckes war durch die Differenz der Flüssigkeitsspiegel im Vorratsgefäß A und im Druck-

gefäß V gegeben.

Die Abbildung 4 zeigt die Versuchsanordnung zur Messung des pulsierenden Vorwärtsflusses. Das weit kalibrierte Vorratsgefäß A führt über eine Schlauchleitung zum Testventil T. Vor dem Ventil ist ein elektromagnetisches Flowmeter montiert. Wird das Meßgerät von einer Elektrolytlösung durchflossen, fließt ein meßbarer Strom, der auf einem Mehrfachschreiber registriert wurde. Wird dem Gefäß V über ein Dreiwegeventil Druck zugeführt, schließt sich das Testventil, während die Klappe weiter distal geöffnet wird. Die Flüssigkeit wird über ein Überlaufgefäß wieder dem Vorratsgefäß A zugeführt. Je nach Dauer des über einen elektrischen Frequenzgeber gesteuerten Druckanstieges kommt es zu einer Höhendifferenz der Flüssigkeitsspiegel in den Gefäßen A und V, die sich konstant und genau einstellen läßt. Diese Druckdifferenz stellt den Durchströmungsdruck des Testventiles T dar. Die Strömung wurde durch Planimetrie der auf dem Direktschreiber erhaltenen Kurven nach vorheriger Eichung des Flowmeters gemessen. Die Eichung des Flowmeters sowie die Messungen überhaupt wurden regelmäßig durch Kontrollmessungen mittels MARIOTTEScher Flasche und Stoppuhr überprüft.

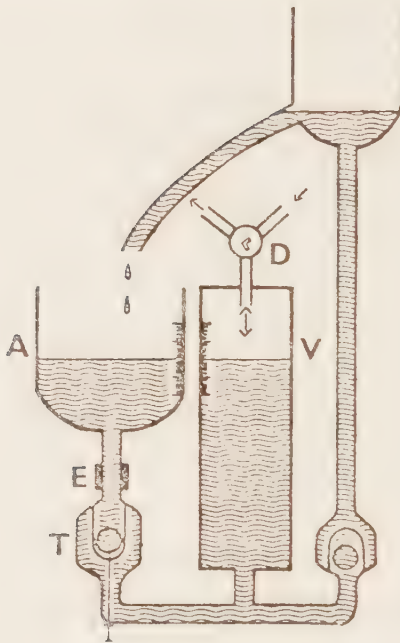


Abbildung 4

D. Insuffizienzmessung

Zur Messung der Klappeninsuffizienz wurden die Testventile in den aufsteigenden, offenen und kalibrierten Schenkeln eines U-Rohres montiert. Der andere Schenkel des flüssigkeitsgefüllten U-Rohres war verschlossen und mit einer Zu-
leitung versehen. Durch diese konnte über das Dreiwegeventil, das durch den oben beschriebenen

Frequenzgeber gesteuert wurde, ein Druckanstieg entsprechend einer Herzkontraktion erzeugt werden.

Die Höhe des Druckes wurde mittels eines Reduzier-ventiles in der zuführenden Druckleitung eingestellt, die Geschwindigkeit des Druckanstieges konnte durch ein im Nebenschluß angeordnetes Vorratsgefäß mit variierbarem Volumen verändert werden.

Die Messung der Insuffizienzvolumina, die bei Verschluß der Testklappe als Folge des plötzlichen Druckanstieges im U-Rohr zustande kamen, geschah einmal durch die direkte Messung des durchgetretenen Volumens bzw. durch Bestimmung des Anstieges des Flüssigkeitsspiegels im U-Rohr nach vorheriger Kalibrierung desselben, sodann durch Bestimmung der Spiegelhöhe mittels Druckmessung über ein hochempfindliches Statham-Druckelement.

Die Versuchsanordnung in Abbildung 5 besteht aus einem U-Rohr, in dessen aufsteigenden Schenkel das Testventil montiert ist. Über dem Ventil befindet sich eine Zuleitung, die zum Druckelement führt. Die Registrierung des druck Druck erzeugten Stromes erfolgte wieder auf einem Direktschreiber nach entsprechender

Eichung des Elementes. Außerdem wurde der Flüssigkeitsanstieg im U-Rohr direkt gemessen. Der zuführende Schenkel des U-Rohres ist über ein Dreiwegeventil mit einer Druckflasche, der ein Reduzierventil vorgeschaltet ist, verbunden. Das Dreiwegeventil wird durch einen elektrischen Frequenzgeber gesteuert. Der zum Klappenschluß führende Druck wurde durch ein dem U-Rohr vorgeschaltetes Manometer gemessen.

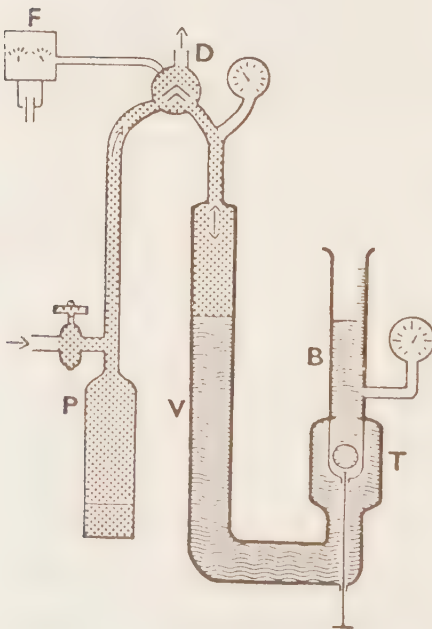


Abbildung 5

V. ERGEBNISSE

A. Gleichförmiger Vorwärtsfluß

Bei allen vier Testventilen mit gleicher Kugel (21,5 mm), aber unterschiedlicher äußerer Klappenöffnung, wurde der Durchfluß bei Vorhof-Ventrikeldruck-Gradienten von 10, 15 und 20 cm Wassersäule gemessen.

Es fand sich eine gute Übereinstimmung dieser direkten Messungen mit der Kalkulation des Dauervorwärtsflusses aus kurzfristigen Registrierungen mit Hilfe des elektrischen Flowmeters bei pulsierendem Vorwärtsfluß.

Es ergab sich eine verhältnismäßig geringe Abhängigkeit zwischen Druck und Durchflußvolumen in den von uns gemessenen Bereichen.

Die Durchflußsteigerung variiert mit dem Verhältnis von Kugeldurchmesser zu Klappenöffnungsdurchmesser zwischen 10 % und 23 % bei einer Erhöhung des Druckgradienten von 10 auf 20 cm H₂O und ist bei relativ großer Kugel am deutlichsten.

Obgleich die Variation des Durchmesserquotienten einen zusätzlichen Faktor darstellt, kann die Beziehung zwischen Druck und Durchflußvolumen in unserem Meßbereich als nahezu linear angesehen werden.

Die Abbildung 6 stellt den Zusammenhang zwischen transvalvulärem Druckgradienten und dem gleichförmigen Vorwärtsfluß dar. Es besteht eine relativ geringe Steigerung des Durchflusses bei einer Erhöhung des Druckgradienten von 10 auf 20 cm H₂O.

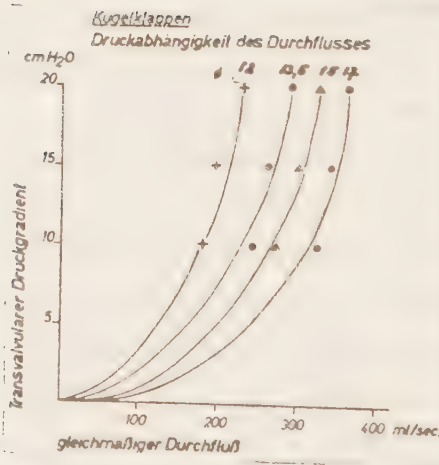


Abbildung 6

Die Abhängigkeit von Kugelweg und Durchflußvolumen ist erwartungsgemäß groß (Abbildung 7). Sie ist bei allen Klappen mit gleicher Relation der Abmessungen gleich, unabhängig von der Gesamtgröße. Im folgenden wird deshalb nur ein Beispiel besprochen.

Abbildung 7 zeigt die Relation zwischen Druck und Kugelweg einerseits und Durchflußvolumen andererseits. Vergrößerung des Kugelweges über den Wert für Flächengleichheit hinaus bringt keine wesentliche Durchflußsteigerung mehr.

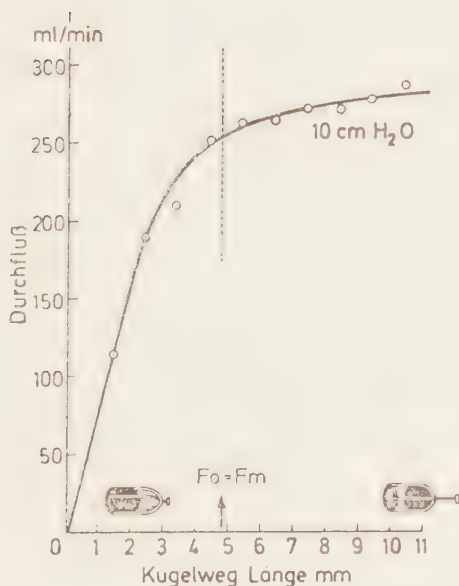


Abbildung 7

Bis zur Übereinstimmung zwischen innerer und äußerer Klappenöffnungsfläche ($F_{\text{ö}} = F_{\text{m}}$) verläuft die Kurve nahezu linear (Abbildung 7). Sie flacht dann zunehmend ab, um sich etwa bei doppelter bis dreifacher Weglänge einem für die jeweilige Klappenöffnung charakteristischen Endwert zu nähern.

Aus diesen Endwerten kann der maximale, nicht durch eine Kugel oder sonstige Behinderungen, etwa durch Turbulenz, gehemmte Durchfluß durch die äußere Klappenöffnung des Ventiles bestimmt werden. Voraussetzung ist eine genügend lange Wegstrecke der Kugel.

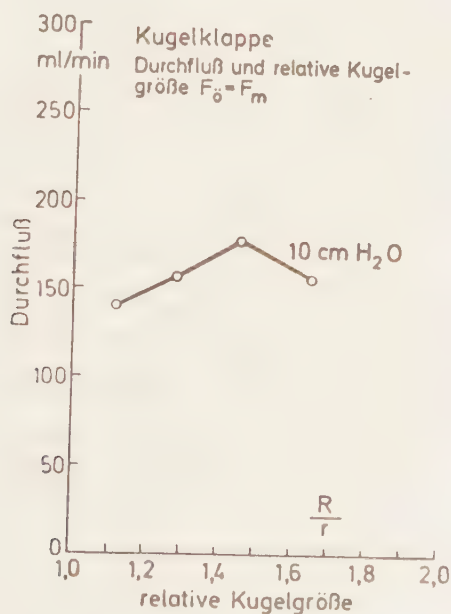
Bei Flächengleichheit beträgt der Verlust zwischen effektivem Durchfluß durch die theoretisch völlig geöffnete Klappe und dem ohne Kugel möglichen Maximalfluß etwa 5 bis 20 %. Der Kugelweg müßte um etwa das Doppelte verlängert werden, um diesen Verlust aufzuheben.

Bei Berechnung der relativen Durchflußwerte in ml pro cm^2 Öffnungsfläche pro Sekunde (Abbildung 8) zeigt sich eine nahezu um 20 % bessere Leistung der Klappen mit verhältnismäßig großem Klappendurchmesser.

Darüberhinaus scheint sich ein Optimum beim Quotienten $\frac{R}{r} = 1,6$ abzuzeichnen.

Bei den Messungen fiel auf, daß die relativ größeren Kugeln ruhiger im Flüssigkeitsstrom liegen als die verhältnismäßig kleinen Kugeln. Die Ursache dafür konnte nicht eindeutig erklärt werden. Die Steigerung des transvalvulären Druckgradienten bewirkte bei relativ größeren Kugeln ebenfalls eine höhere Durchflußsteigerung. (Abbildung 8).

Die nachstehende Abbildung zeigt den Zusammenhang zwischen Durchfluß und relativer Kugelgröße. Das Optimum liegt bei einem Radienquotienten von 1,5 bis 1,6. Auch die Steigerung des transvalvulären Druckgradienten ist in diesem Bereich effektiver.



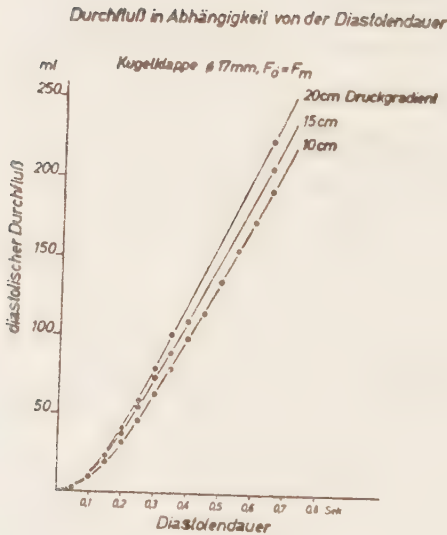


Abbildung 8

B. Pulsierender Fluß

Die mit Hilfe des elektrischen Flowmeters registrierten Kurven zeigten, daß der maximale Durchfluß durch die Klappe im Mittel nach 0,15 Sekunden erreicht war. Der Anstieg des Flusses variierte mit der Anstiegsgeschwindigkeit des transvalvulären Druckgradienten.

Für die weitere Dauer der Diastole blieb bei unserer Versuchsanordnung das Durchflußvolumen gleich, was die Berechnung und Planimetrie der erhaltenen Kurven erleichterte.

Der Klappenschluß erfolgte sehr schnell, im Mittel nach 0,1 Sekunden. Das Verhältnis zwischen Diastolendauer und Durchfluß durch die Klappen ist damit im wesentlichen linear. Lediglich in den ersten 0,2 Sekunden ergibt sich eine Abflachung der Kurven infolge der protrahierten Öffnung und Schließung des Ventiles, bedingt durch die träge Bewegung der Kugel.

Abbildung 9 zeigt die Abhängigkeit des Durchflusses von der Diastolendauer.

Anfangs erfolgt ein langsamer Anstieg des Durchflusses. Nach völliger Öffnung des Ventiles besteht eine direkte Abhängigkeit des Durchflusses von der Diastolen-Dauer. Bei Drucksteigerung ist die anfängliche Verzögerung des Flows nur wenig geringer. Der Einfluß der Frequenz ist bei den von uns gewählten Versuchsbedingungen rein theoretisch. Zur Berechnung des Minutenvolumens bei gegebener Frequenz ist der jeweilige diastolische Durchfluß mit der Frequenz zu multiplizieren.

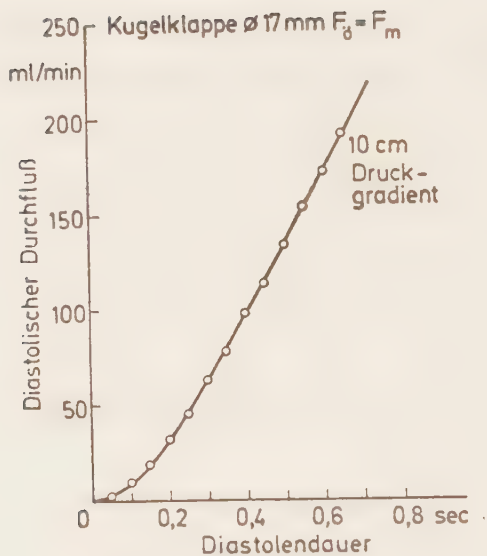


Abbildung 9

Hat eine Frequenzerhöhung eine Verkürzung der Diastolendauer zur Folge, so hat dies eine relativ größere, allerdings proportionale Verminderung des Durchflusses zur Folge. Die initiale Abflachung der Kurve entspricht einer Verzögerung

des maximalen Durchflusses von etwa 0,125 Sekunden, um die die effektive Diastolendauer gegenüber der gemessenen verkürzt ist. Bei höheren Frequenzen wirkt sich diese Verkürzung der Diastolenzeit erheblich aus. Umgekehrt wird mit abnehmender Frequenz das Schlag- und Minuten-Volumen auch im Falle einer gleichbleibenden gesamtdiastolischen Zeit pro Minute größer.

Dies gilt allerdings nur für die vorliegende Versuchsanordnung mit ständig gleichbleibenden transvalvulären Druckgradienten.

C. Insuffizienz

Im wesentlichen ist der bei Klappenschluß auftretende Rückstrom direkt proportional der Weglänge der Kugel. Lediglich bei ganz kurzen Weglängen tritt eine geringe Abflachung des Kurvenverlaufes auf.

Eine Abhängigkeit dieses Kurvenverlaufes und damit des Insuffizienz-Volumens von der Geschwindigkeit des Druckanstieges zu Beginn der Systole konnte nicht gefunden werden. Lediglich bei niedrigen Druckwerten (unter 30 Torr) kam es nicht zu einem sicheren Klappenschluß und damit zu Ungenauigkeiten der Messung.

Der Vorhofdruck hatte in Bereichen zwischen 10

und 60 cm Wassersäule keinen Einfluß auf das Insuffizienzvolumen. Die einmal geschlossenen Klappen waren völlig dicht.

Abbildung 10 stellt den Zusammenhang zwischen Kugelweg und Insuffizienz-Volumen dar.

Nur bei sehr kurzen Kugelwegen ist der Kurvenverlauf etwas abgeflacht; dann erfolgt ein dem Kugelweg direkt proportionaler Anstieg.

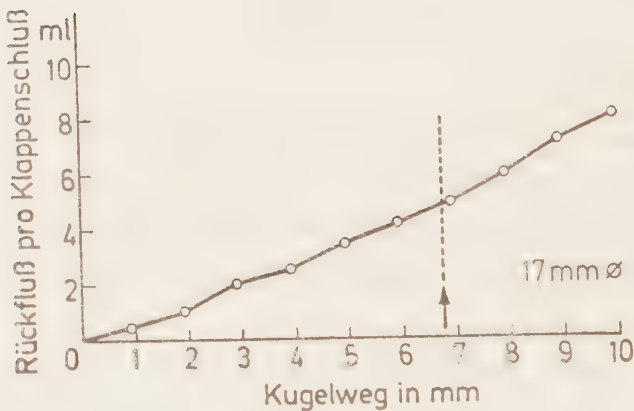


Abbildung 10

Einen deutlichen Einfluß auf die Größe des Insuffizienzvolumens hatte dagegen der relative Kugeldurchmesser. Verhältnismäßig sehr große Kugeln schlossen infolge ihrer Trägheit nur unsicher oder

überhaupt nicht, so daß es zu Ungenauigkeiten der Messungen kam.

Im übrigen war der Rückstrom bei großem Quotienten aus Kugel- und äußerem Öffnungsdurchmesser der Klappe um etwa 10 % größer als bei relativ kleinen Kugeln.

Auch diese Differenz der Insuffizienzvolumina nahm stetig mit der Weglänge der Kugel zu.

Insuffizienz bei Flächengleichheit bei verschiedenen Kugeldimensionen

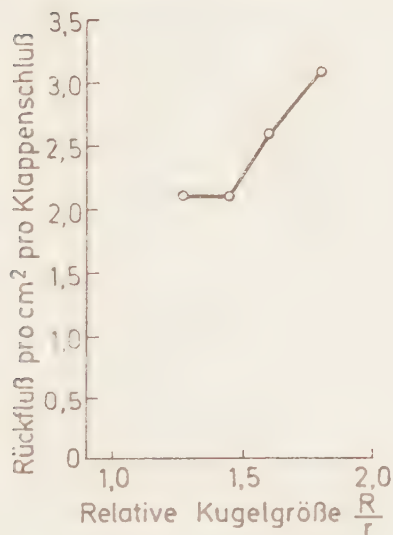


Abbildung 11 zeigt die Abhängigkeit der Insuffizienzvolumina von der relativen Kugelgröße: Verhältnismäßig sehr große Kugeln führen infolge ihrer Trägheit zu einer extremen Steigerung des

des Rückstromes.

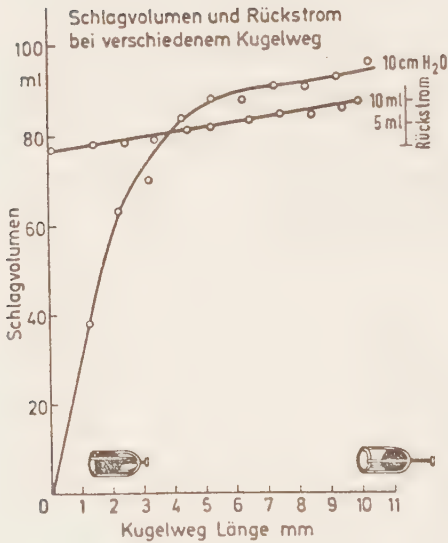


Abbildung 12 zeigt den Vorwärts- und Rückfluß
in Abhängigkeit vom Kugelweg.

Während sich der Durchfluß nach Erreichen der
Flächengleichheit nur noch wenig steigert, nimmt
der Rückstrom mit steigendem Kugelweg weiter
linear zu.

VI. DISKUSSION

Die Einführung des Begriffes der Flächengleichheit hat erhebliche praktische Bedeutung.

Bei den meisten, ohne eingehende Testung konstruierten Klappenprothesen wurde offensichtlich vorausgesetzt, daß der optimale, unter Umständen sogar maximale Durchfluß bei Übereinstimmung der Öffnungsfläche am Klappenring herrscht.

Die geometrischen Beziehungen zwischen beiden Größen sind verhältnismäßig einfach, die wesentlich komplizierteren mathematischen jedoch für die Neukonstruktion von Klappen nicht weniger bedeutsam.

Dabei dürfte die errechnete Beziehung zwischen Kugelweg und Mantelfläche eine bedeutende Erleichterung für die Konstruktion darstellen (Abbildung 1 a).

Für die Ausmessung der Klappe ist die Länge des Kegelmantelstumpfes s von besonderer Bedeutung. Sobald sie meßbar ist, läßt sich die Berechnung wesentlich einfacher durchführen. Für den Konstrukteur ist dagegen die Gesamthöhe der Prothese, also der Innenabstand zwischen der Ebene

der Klappenöffnungsfläche und dem Scheitel des Kugelkäfigs von besonderer Wichtigkeit. Für seine Berechnung benötigen wir außer dem Durchmesser der Kugel und dem Durchmesser der Klappenöffnung keine besonderen Hilfsmittel.

Die Berechnung erfolgt nach der Gleichung:

$$\text{Gesamtinnenhöhe} = \sqrt{R^2 - r^2} + R + T$$

Von der theoretischen Berechnung der Durchflußgrößen, der Widerstände oder der auftretenden Turbulenz wurde wegen der erheblichen Komplexität der Verhältnisse abgesehen. Derartige Berechnungen wären von vorne herein außerordentlich problematisch und auch von geringem praktischen Wert, da im Herzen die Strömungsverhältnisse keineswegs gleichförmig sind. Darüberhinaus werden die Raumabmessungen, in denen der Klappenkörper untergebracht sein wird, sehr variabel und von vorne herein gar nicht zu bestimmen sein. Um so größere Bedeutung kommt der empirischen Strömungsmessung zu.

Im vorliegenden Falle wurde sie allerdings auch unter Vernachlässigung der Umgebung des Kugelventiles vorgenommen. Insbesondere die Ausflußmöglichkeiten aus dem Ventil waren in den vor-

liegenden Versuchen immer konstant optimal. Darüberhinaus wurde zur Vereinfachung der Versuchsbedingungen der transvalvuläre Druckgradient immer konstant gehalten, was unter physiologischen Bedingungen sicherlich nicht der Fall ist. Aus dieser Sicht sind die gemessenen Durchflußmengen als Maximalwerte für den jeweiligen Druckgradienten anzusehen. Auf Einzelheiten der strömungstechnischen Konstruktion, wie stromlinienförmige Gestaltung des Ventilkörpers und der Käfigstützen, wurde in den Versuchen keine Rücksicht genommen. Derartige Maßnahmen könnten die Klappenfunktion geringfügig verbessern, würden jedoch für die vorliegende Fragestellung keine wesentlichen Ergebnisse bringen. Die Druckabhängigkeit des Klappendurchflusses war zu erwarten. Sie ist jedoch in den vorliegenden in-vitro-Versuchen in den gemessenen Druckbereichen auffallend gering. Es muß damit gerechnet werden, daß eine Druckerhöhung im Vorhof in vivo durch Durchflußverbesserung während der gesamten Diastole, die normalerweise für den Durchfluß nicht ausgenützt wird, erhebliche Bedeutung hat.

Die Versuche bestätigen die Erwartung, daß bei Eintritt der Flächengleichheit eine optimale Korblänge erreicht ist.

Der Kugelweg müßte um mehr als das Doppelte verlängert werden, wollte man die letzten 5 bis 20 % an Durchflußmöglichkeit durch die vorhandene Öffnung im Klappenring ausnutzen. Bei relativ kurzem Kugelweg ergibt sich eine direkte Beziehung zwischen diesem und der Mantelfläche des Kegelstumpfes, sowohl mathematisch (Abbildung 1 a) als auch hinsichtlich des Durchflusses, den die Mantelfläche in diesem Bereich begrenzt. Kurz vor Eintritt der Flächengleichheit kommt es dann zu der bereits von KEZDE beschriebenen Diskrepanz zwischen effektiver und kalkulierter Öffnungsfläche des Ventiles. Das Defizit an Durchfluß, das bei den von KEZDE getesteten Klappen zwischen 11 und 17 %, bei unseren Ventilen zwischen 5 und 20 % lag, dürfte durch Stauungen und Wirbelbildungen im Bereich der Kugel und der Käfigstützen zustande kommen. Hierbei scheinen sich relativ große Kugeln, wie bei der Druckabhängigkeit des Durchflusses, wesentlich günstiger zu verhalten als relativ kleine Kugeln. Eine Erklärung dieses Phänomens

wird weiteren eingehenden Untersuchungen vorbehalten bleiben.

. Bei pulsierendem Fluß wird die Trägheit der Kugel und der Flüssigkeitssäule bedeutungsvoll. Die effektive Diastolendauer wird gegenüber der gemessenen um etwa 0,125 Sekunden verkürzt. Diese Tatsache wird um so bedeutungsvoller, je häufiger sich die Klappe schließt und je kürzer die relative Dauer der Diastole ist.

In den physiologischen Bereichen sind diese Beziehungen linear.

Die Konsequenzen sind besonders bei hohen Frequenzen deutlich. Wird die Herzfrequenz erhöht, so wird bei gleichbleibender Relation zwischen Systole und Diastole der Durchfluß durch die Klappe vermindert. Dies ist eine direkte Folge der protrahierten langsamen Klappenöffnung. Der Verlust wird ausgeglichen durch eine Erhöhung des Vorhofdruckes. Eine volle Ausnutzung der Diastolendauer im Gegensatz zum Ruhezustand wird darüberhinaus eine nötige Erhöhung des Herzminuten-Volumens ermöglichen helfen.

Es ist zu erwarten, daß die natürlichen Herzklappen ähnliche, allerdings jenseits des

physiologischen Bereiches liegende Grenzen haben werden. Der einfachste Weg zur Verbesserung von Kugelklappen-Prothesen scheint infolgedessen eine Vergrößerung der Gesamtklappenöffnung und damit eine Verringerung der Breite des Klappenringes zu sein (SEIDEL).

Bei der Bemühung um eine optimale Abmessung der Kugelklappen-Prothese wird sich das Interesse zunächst auf die ideale Korblänge konzentrieren.

Die Untersuchungen zeigen (Abbildung 7), daß jenseits einer gewissen Korblänge keine wesentliche Steigerung des Vorwärtsflusses mehr zu erreichen ist. Andererseits erhält die Insuffizienz-Komponente jenseits der Flächengleichheit signifikante Größenordnungen (Abbildung 10).

Die optimale Korblänge liegt also etwa 10 % unterhalb des Wertes, bei dem Flächengleichheit erreicht ist oder direkt bei Flächengleichheit. Eine Steigerung des transvalvulären Druckgradienten ist in diesem Bereich noch deutlich vorteilhaft für eine Vermehrung des Vorwärtsflusses. Eine Steigerung der Frequenz und insbesondere auch die Verminderung der Diastolendauer erscheint andererseits sehr unvorteilhaft.

Sie ist jedoch unabhängig von der Korblänge in allen Bereichen.

Das optimale Verhältnis von Kugeldurchmesser zu Klappenöffnungsdurchmesser ist, hinsichtlich des Vorwärtsflusses, bei verhältnismäßig großer Kugel gegeben. Die Verbesserung der Durchflußbedingungen durch Vergrößerung der Kugel, die übrigens druck- und frequenzabhängig ist, und eventuell ein Optimum aufweist, macht bei den relativ großen, in unseren Versuchen verwendeten Kugeln pro Schlag 8 bis 20 ml pro 1 cm^2 Öffnungsfläche das sind 10 bis 15 % des Gesamtflusses, aus. Der Einfluß der Kugelgröße ist damit, jedenfalls in diesen Extremen, außerordentlich groß.

Auch der Einfluß einer Erhöhung des transvalvulären Druckgradienten macht sich bei relativ größerer Kugel günstiger bemerkbar. Bei Erhöhung des Vorhofdruckes von 10 auf 21 cm Wassersäule ergibt sich eine Durchflußverminderung von rund 8 bis 12 mm pro cm^2 Öffnungsfläche pro Herzschlag, was einer Durchflußvermehrung von 12 bis 15 % des Gesamtflusses entspricht.

Der Rückfluß bei Klappenschluß ist bei kleinen Kugeln geringer als bei relativ großen im Ver-

hältnis zur Klappenöffnung.

Extreme Vergrößerungen des Quotienten aus Kugel- und Klappenöffnungsradius, wie in unseren Versuchen, brachten eine Vermehrung des Rückflusses um jeweils 1 mm über den gesamten Bereich, was einer Insuffizienz-Zunahme von etwa 10 % entspricht.

Damit dürfte eine verhältnismäßig große Kugel auf einem entsprechen kleinen Klappensitz den Durchfluß deutlich begünstigen, das Insuffizienzvolumen jedoch nicht wesentlich vermehren.

VII. ZUSAMMENFASSUNG

1. Der Einfluß der Variation der Weglänge der Kugel sowie des Verhältnisses zwischen Kugeldurchmesser und Durchmesser der Klappenöffnung wird für Kugelklappenprothesen empirisch geprüft.
2. Die in-vitro-Testung verschiedener Kugelklappen-Modelle ergibt bei gleichmäßigem Vorwärtsfluß eine Abhängigkeit des Durchflusses vom Druck, vom relativen Durchmesser der Kugel und insbesondere von der Korblänge, wobei bei Übereinstimmung der Öffnungsfläche am Klappenring und der Mantelfläche des Kegelstumpfes zwischen Kugel und Klappenring mit 80 bis 95 % ein gewisses Optimum an Durchfluß gefunden wird.
3. Bei pulsierendem Fluß zeigt sich unter den gegebenen Versuchsbedingungen mit konstantem transvalvulärem Druckgradienten eine Verkürzung der effektiven Diastolendauer gegenüber dem objektiven Wert um 0,125 Sekunden, die auf eine protrahierte, träge Bewegung der Flüssigkeit und der Kugel bei der Öffnung des Kugelventiles

zurückgeführt wird.

Diese Verkürzung der effektiven Diastolendauer bedingt entsprechende Veränderungen des Herzminuten-Volumens bei Frequenzänderungen.

4. Der zu Beginn des Klappenschlusses auftretende Rückstrom ist direkt proportional der Weglänge der Kugel und beträgt bei Flächengleichheit etwa 5 % des Durchflußvolumens. Die Insuffizienz ist darüber hinaus vom relativen Kugeldurchmesser, jedoch nicht in physiologischen Bereichen vom Druckanstieg und vom Vorhofdruck abhängig.
5. Als optimale Abmessungen der Kugelklappenprothesen wird eine Weglänge der Kugel bis zur Flächengleichheit und eine verhältnismäßig große Kugel im Vergleich zur Klappenöffnung empfohlen.
6. Die Beziehungen zwischen äußerer Klappenöffnung, innerer Klappenöffnung und Kugelweg werden mathematisch dargelegt.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

1. BRAUNWALD, E., WELCH, G.H., SARNOFF, S.J.:
Hemodynamic effect of quantitatively
varied experimental mitral regurgitation.
Circulat. Res. 5, 539-545 (1957).
2. BRAUNWALD, N.S., COOPER, T., MORROW, A.G.:
Complete replacement of the mitral valve.
Successful clinical application of a
flexible polyurethane prosthesis.
J. thorac. cardiovasc. Surg. 40, 1-11
(1960).
3. BRAUNWALD, N.S., MORROW, A.G.:
A late evaluation of flexible teflon
protheses utilized for total valve re-
placement. J. thorac. and cardiovasc.
Surgery 49, 485-496 (1965).
- Tissue ingrowth and the rigid heart
valve. J. thorac. cardiovasc. Surg. 56,
307-319 (1968).
4. REIS, R.L., PIERCE, G.E.:
Relation of pore size to tissue ingrowth
in prosthetic heart valves: an experimental

study. Surgery 57, 741-748 (1965).

5. HARKEN, D.E.:

I.A. new caged-ball aortic and mitral valve and II. monitoring and controlled respiration in critically ill patients. J. Sinai Hosp. 32, 95-10 (1965).

6. BLACK, H., HARKEN, D.E., ELLIS, L.B.,
DEXTER, L.:

The surgical correction of mitral insufficiency. J. thorac. Surg. 28, 604-627 (1954).

7. MATLOFF, J.M., ZUCKERMANN, W., CHAUX, A.:
A new mitral valve. J.thorac. cardiovasc. Surg. 55, 369-382 (1968).

8. HARKEN, D.E., SOROFF, H.S., TAYLOR, W.J.,
LEFEMINE, A.A., GUPTA, S.K., LUNZER, S.,
LOW, H.B.C.:
Aortic valve replacement. Prosthetic valves for cardiac surgery, p. 508-526. Springfield Ill.: Ch.C. Thomas 1961.

- WARREN, W.J., LEFEMINE, A.A., GUPTA, S.K.,
LUNZER, S.:

Partial and complete prosthesis in aortic insufficiency. J.thorac. cardiovasc. Surg. 40, 744-762 (1960).

9. TAYLOR, W.J., LEFEMINE, A.A., LUNZER, St.:
Aortic valve replacement with a caged ball valve. Amer. J. cardiolog. 9, 292 (1962).
10. HUGHES, R.H.:
Complications of Starr-Edwards mitral valve replacement. J.thorac. cardiovasc. surg. 49, 731 (1965).
11. KEZDE, P., HEAD, L.R., BUCK, B.A.:
Mitral ball-valve prosthesis. Dynamic and clinical evaluation. Circulation 30, 55-66 (1964).
12. MORROW, A.G., AUSTEN, W.G., BRAUNWALD, E.:
The surgical treatment of calcific aortic stenosis: operative methods and results of the pre- and postoperative hemodynamic assessments. Ann.Surg. 158, 936-951 (1963).
13. CLARK, W.D., MORROW, A.G., HARRISON, D.C.,
BRAUNWALD, E.:

Prosthetic replacement of the mitral valve. Operative methods and the results of praeoperative and postoperative hemodynamic assessments. Supp. to Circulation 29 (1964).

14. REED, W.A., DUNN, M.:

Fetal hemolysis following ball valve replacement in the aortic valve.

J. thorac. cardiovasc. Surg. 48, 436-442 (1964).

LEBENS LAUF

Ich bin am 16.3.1939 in Augsburg geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule absolvierte ich 1959 das Humanistische Gymnasium bei St.Stephan in Augsburg.

Mit dem Wintersemester 1959/60 begann ich das Medizinstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität in München, das ich nach 12 Semestern mit dem Staatsexamen im Frühjahr 1966 abschloß.

Als Medizinalassistent war ich an einer Urologischen Klinik in Rosenheim, einer Chirurgisch-gynäkologischen Klinik in Ochsenhausen sowie an einer Inneren Abteilung in Bad Neuenahr tätig.

Seit 1968 bin ich Assistent an der II. Chirurgischen Klinik in Augsburg und werde in nächster Zeit die Facharztanerkennung für Chirurgie einreichen.

